

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-311701

(43)Date of publication of application : 09.11.2001

(51)Int.Cl.

G01N 23/04  
A61B 6/00

(21)Application number : 2000-285006

(71)Applicant : KONICA CORP

(22)Date of filing : 20.09.2000

(72)Inventor : ISHIZAKA SATORU  
HONDA BON  
OHARA HIROSHI

(30)Priority

Priority number : 11266604  
2000044381

Priority date : 21.09.1999  
22.02.2000

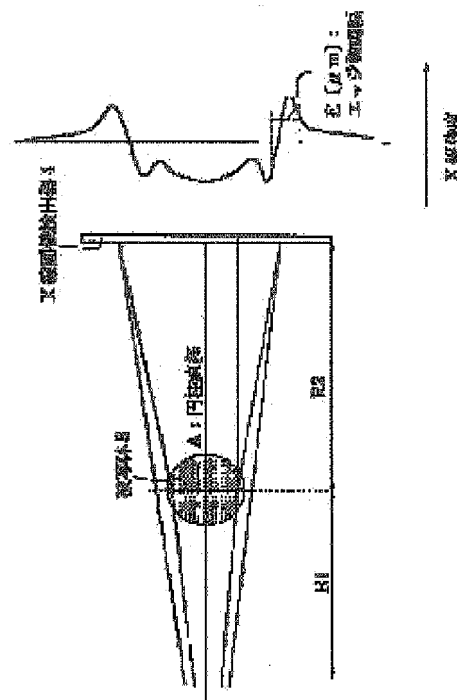
Priority country : JP  
JP

## (54) ROENTGENOGRAM RADIOGRAPHING METHOD AND ITS RADIOGRAPHING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To effect an enlarged radiogram having excellent sharpness by optimizing the relation between dimness caused by a half shadow and edge emphasis, when executing enlarging radiography by using an X-ray tube for radiating a divergent X-ray.

SOLUTION: In this roentgenogram radiographing method, the X-ray tube 2 for radiating the divergent X-ray is used, and enlarging radiography is executed by transmitting the X-ray radiated from the X-ray tube 2 through an object 3. Supposing that the dimness width caused by the half shadow of the radiogram obtained by the enlarging radiography is  $B$  ( $\mu\text{m}$ ) and that an edge emphasis width by X-ray refraction contrast is  $E$  ( $\mu\text{m}$ ), a relation  $9E \geq B$  is satisfied. This roentgenogram radiographing device 1 has the X-ray tube 2 for irradiating the divergent X-ray, an object position setting tool 20 for fixing the object 3, and a radiogram detector 4 for detecting the radiogram transmitted through the object 3. Supposing that the dimness width is  $B$  ( $\mu\text{m}$ ) and that the edge emphasis width is  $E$  ( $\mu\text{m}$ ), when executing the enlarging radiography by transmitting the X-ray irradiated from the X-ray tube 2 through the object, the object position setting tool 20 and the radiogram detector 4 can be installed so as to satisfy the relation  $9E \geq B$ .



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2001-311701  
(P2001-311701A)

(43) 公開日 平成13年11月9日 (2001.11.9)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> (参考)
G 0 1 N 23/04		G 0 1 N 23/04	2 G 0 0 1
A 6 1 B 6/00	3 3 0	A 6 1 B 6/00	3 3 0 Z 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数19 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-285006(P2000-285006)

(22) 出願日 平成12年9月20日 (2000.9.20)

(31) 優先権主張番号 特願平11-266604

(32) 優先日 平成11年9月21日 (1999.9.21)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(31) 優先権主張番号 特願2000-44381(P2000-44381)

(32) 優先日 平成12年2月22日 (2000.2.22)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72) 発明者 石坂 哲

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式  
会社内

(72) 発明者 本田 凡

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式  
会社内

(72) 発明者 大原 弘

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式  
会社内

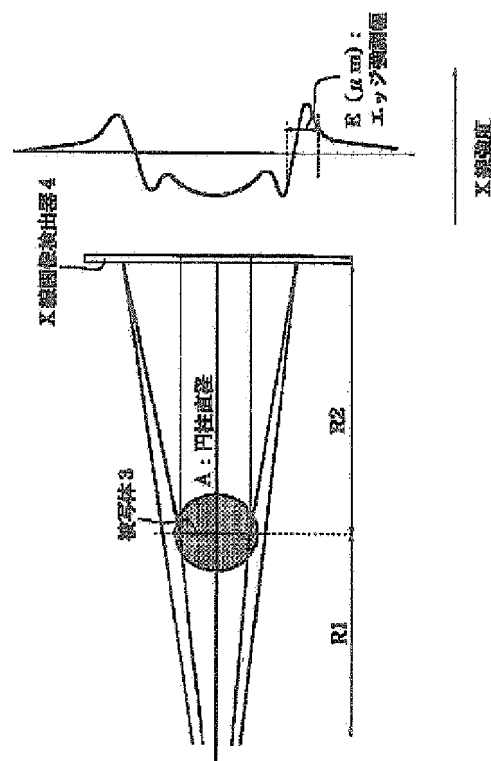
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像撮影方法及びその撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 発散するX線を放射するX線管を用いて拡大撮影を行うときに、半影によるボケとエッジ強調の関係を最適化することにより鮮鋭性の優れる拡大撮影画像を得ることができる。

【解決手段】 X線画像撮影方法は、発散するX線を放射するX線管2を用い、このX線管2から放射するX線を被写体3に透過させてX線拡大撮影を行い、このX線拡大撮影で得られるX線画像の半影によるボケ幅を $B$  ( $\mu\text{m}$ )、X線屈折コントラストによるエッジ強調幅を $E$  ( $\mu\text{m}$ ) とすると、 $9E \geq B$  であるようにしている。X線画像撮影装置1は、前記発散するX線を照射するX線管2と、被写体3を固定するための被写体位置設定具20と、被写体3を透過したX線画像を検出するX線画像検出器4と、を有し、前記ボケ幅を $B$  ( $\mu\text{m}$ )、前記エッジ強調幅を $E$  ( $\mu\text{m}$ ) とするとき、X線管2より照射されるX線を被写体3に透過させてX線拡大撮影を行う際、 $9E \geq B$  となるように被写体位置設定具20及びX線画像検出器4を設置可能としている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 発散する X 線を放射する X 線管を用い、この X 線管から放射する X 線を被写体に透過させて X 線拡大撮影を行い、この X 線拡大撮影で得られる X 線画像の半影によるボケ幅を  $B$  ( $\mu\text{m}$ )、X 線屈折コントラストによるエッジ強調幅を  $E$  ( $\mu\text{m}$ ) とすると、 $9E \geq B$  であるようにしたことを特徴とする X 線画像撮影方法。

【請求項 2】 前記 X 線拡大撮影は、1. 1 ~ 10 倍であることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線撮影方法。

【請求項 3】 前記 X 線管の焦点サイズは、0. 03 mm ~ 0. 3 mm であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 4】 前記 X 線管の X 線管電圧は、50 kVp ~ 150 kVp であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 5】 前記 X 線管は、クーリッジ X 線管であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 6】 前記 X 線管は、タングステン回転陽極 X 線管であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 7】 平均諸調  $G$  が 1. 5 ~ 4. 0 であるスクリーン・フィルムシステムを用い、エッジ強調幅  $E$  が  $9 \mu\text{m}$  以上であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 8】 画素サイズが、 $1 \mu\text{m}$  ~  $200 \mu\text{m}$  のデジタル X 線画像検出器を用い、かつエッジ強調幅  $E$  が  $0. 1 \mu\text{m}$  より大きいことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 9】 前記被写体が、人体もしくは人体から摘出された検体であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 10】 発散する X 線を照射する X 線管と、前記 X 線管に対して被写体の位置を設定するための被写体位置設定具と、前記被写体を透過した X 線画像を検出する X 線画像検出器と、を有し、

X 線画像の半影によるボケ幅を  $B$  ( $\mu\text{m}$ )、X 線屈折コントラストによるエッジ強調幅を  $E$  ( $\mu\text{m}$ ) とするとき、前記 X 線管より照射される X 線を被写体に透過させて X 線拡大撮影を行う際、 $9E \geq B$  となるように前記被写体位置設定具及び前記 X 線画像検出器を設置可能としたことを特徴とする X 線画像撮影装置。

【請求項 11】 前記 X 線管と前記被写体との距離を 0. 5 m 以上離すべく前記被写体位置設定具を設けることが可能で、且つ前記被写体と前記 X 線画像検出器までの距離を 1 m 以上離すことが可能であることを特徴とする請求項 10 に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 12】 前記 X 線管の焦点を起点とする距離の情報を具備したレールもしくは支柱と、

前記 X 線画像検出器を保持する X 線画像検出器用保持具とを有し、

前記被写体位置設定具及び前記 X 線画像検出器用保持具は、前記レール又は前記支柱に移動可能で、且つ一時的に固定可能に設けられていることを特徴とする請求項 11 に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 13】 50 kVp ~ 150 kVp 管電圧設定が可能な X 線管を有し、前記 X 線管から 0. 5 m 以上離れた位置に被写体位置設定具を配置し、かつ前記被写体位置設定具から 1 m 以上離れた位置に X 線画像検出器を配置したことを特徴とする請求項 10 乃至請求項 12 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 14】 前記 X 線拡大撮影は、1. 1 ~ 10 倍であることを特徴とする請求項 10 乃至請求項 13 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 15】 前記 X 線管の焦点サイズは、0. 03 mm ~ 0. 3 mm であることを特徴とする請求項 10 乃至請求項 14 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 16】 前記 X 線管は、クーリッジ X 線管であることを特徴とする請求項 10 乃至請求項 15 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 17】 前記 X 線管は、タングステン回転陽極 X 線管であることを特徴とする請求項 10 乃至請求項 16 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 18】 前記 X 線画像検出器として、平均諸調  $G$  が 1. 5 ~ 4. 0 であるスクリーン・フィルムシステムを用い、エッジ強調幅  $E$  が  $9 \mu\text{m}$  以上であることを特徴とする請求項 10 乃至請求項 17 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 19】 前記 X 線画像検出器として、画素サイズが  $1 \mu\text{m}$  ~  $200 \mu\text{m}$  のデジタル X 線画像検出器を用い、かつ前記エッジ強調幅  $E$  が  $0. 1 \mu\text{m}$  より大きいことを特徴とする請求項 10 乃至請求項 18 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、X 線画像撮影方法及び X 線画像撮影装置に関するものであり、特に発散する X 線を放射する X 線管を用いて拡大撮影を行うときに、X 線屈折コントラストによるエッジ強調によって、鮮鋭性の優れた X 線画像を得る X 線画像撮影方法及びその撮影装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 X 線が物質を透過する作用を利用する X 線画像は、医用画像診断や非破壊検査等に広く利用されている。この X 線画像は、X 線が被写体を透過するときに、被写体を構成する物質の原子量の大きさによって X 線透過量が異なることによる陰影画像である。すなわち X 線源から放射され、被写体を透過した X 線量の 2 次元分布を X 線画像検出器で検出し、被写体の X 線吸収コン

トラストに基づくX線画像を形成する。

#### 【0003】

【発明解決しようとする課題】非破壊検査や一般の医療施設で用いられる発散するX線を放射するX線管の例としては、回転陽極X線管等があるが、このX線管では、熱電子が対陰極に衝突して発生するX線は放射状に広がる。この性質を利用して、被写体とX線画像検出器との距離を離すことで、X線画像の拡大撮影が行われている。このとき、X線の焦点サイズが有限の大きさであるために拡大撮影では、図1に示すように“半影”とよばれるボケが生ずることはよく知られている。

【0004】X線源が点光源であるとき、もしくは点光源とみなせるとき、すなわち、焦点サイズが0もしくはほぼ0である場合には、こうした拡大撮影のX線画像にはボケは生じない。一方、人体など厚い被写体を透過するための十分なX線量を得ようとする、実用上一定の大きさの焦点サイズが必要となる。従ってX線撮影においてはこの半影によるボケは避けられず、特に、拡大撮影の場合、X線画像の鮮鋭性が低下する。

【0005】そして、X線拡大撮影の拡大率を上げると、ボケ幅はさらに拡大される。例えば胸部スポット撮影や骨部精密X線撮影などの拡大撮影では、その拡大率を上げると画像の鮮鋭性が劣化することで、かえって読影しづらくなり、拡大撮影の効果が半減することになる。一方、本発明者らは、被写体を撮影する際、被写体の屈折率のある部分で、X線の屈折コントラストによりエッジ強調現象が生じることを見いだした。

【0006】本発明は、以上のような課題に鑑みてなされたものであり、発散するX線を放射するX線管を用いて拡大撮影を行うときに、半影によるボケとエッジ強調の関係をも最適化することにより鮮鋭性の優れる拡大撮影画像を得ることができるX線画像撮影方法及びその撮影装置を提供するものである。

#### 【0007】

【課題を解決する手段】前記課題を解決し、かつ目的を達成するために、本発明は、以下のように構成した。

【0008】請求項1の発明は、『発散するX線を放射するX線管を用い、このX線管から放射するX線を被写体に透過させてX線拡大撮影を行い、このX線拡大撮影で得られるX線画像の半影によるボケ幅を $B(\mu\text{m})$ 、X線屈折コントラストによるエッジ強調幅を $E(\mu\text{m})$ とすると、 $9E \geq B$ であるようにしたことを特徴とするX線画像撮影方法。』である。

【0009】請求項2の発明は、『前記X線拡大撮影は、1.1～10倍であることを特徴とする請求項1に記載のX線撮影方法。』である。

【0010】請求項3の発明は、『前記X線管の焦点サイズは、0.03mm～0.3mmであることを特徴とする請求項1または請求項2に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0011】請求項4の発明は、『前記X線管のX線管電圧は、50kVp～150kVpであることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0012】請求項5の発明は、『前記X線管は、クーリッジX線管であることを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0013】請求項6の発明は、『前記X線管は、タングステン回転陽極X線管であることを特徴とする請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0014】請求項7の発明は、『平均諧調 $G$ が1.5～4.0であるスクリーン・フィルムシステムを用い、エッジ強調幅 $E$ が $9\mu\text{m}$ 以上であることを特徴とする請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0015】請求項8の発明は、『画素サイズが、 $1\mu\text{m}$ ～ $200\mu\text{m}$ のデジタルX線画像検出器を用い、かつエッジ強調幅 $E$ が $0.1\mu\text{m}$ より大きいことを特徴とする請求項1乃至請求項7のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0016】請求項9の発明は、『前記被写体が、人体もしくは人体から摘出された検体であることを特徴とする請求項1乃至請求項8のいずれか1項に記載のX線画像撮影方法。』である。

【0017】請求項10の発明は、『発散するX線を照射するX線管と、前記X線管に対して被写体の位置を設定するための被写体位置設定具と、前記被写体を透過したX線画像を検出するX線画像検出器と、を有し、X線画像の半影によるボケ幅を $B(\mu\text{m})$ 、X線回折コントラストによるエッジ強調幅を $E(\mu\text{m})$ とすると、前記X線管より照射されるX線を被写体に透過させてX線拡大撮影を行う際、 $9E \geq B$ となるように前記被写体位置設定具及び前記X線画像検出器を設置可能としたことを特徴とするX線画像撮影装置。』である。

【0018】請求項11の発明は、『前記X線管と前記被写体との距離を0.5m以上離すべく前記被写体位置設定具を設けることが可能で、且つ前記被写体と前記X線画像検出器までの距離を1m以上離すことが可能であることを特徴とする請求項10に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0019】請求項12の発明は、『前記X線管の焦点を起点とする距離の情報を具備したレールもしくは支柱と、前記X線画像検出器を保持するX線画像検出器用保持具とを有し、前記被写体位置設定具及び前記X線画像検出器用保持具は、前記レール又は前記支柱に移動可能で、且つ一時的に固定可能に設けられていることを特徴とする請求項11に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0020】請求項13の発明は、『50kVp～150kVp管電圧設定が可能なX線管を有し、前記X線管から0.5m以上離れた位置に被写体位置設定具を配置し、かつ前記被写体位置設定具から1m以上離れた位置にX線画像検出器を配置したことを特徴とする請求項10乃至請求項12のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0021】請求項14の発明は、『前記X線拡大撮影は、1.1～10倍であることを特徴とする請求項10乃至請求項13のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0022】請求項15の発明は、『前記X線管の焦点サイズは、0.03mm～0.3mmであることを特徴とする請求項10乃至請求項14のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0023】請求項16の発明は、『前記X線管は、クーリッジX線管であることを特徴とする請求項10乃至請求項15のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0024】請求項17の発明は、『前記X線管は、タングステン回転陽極X線管であることを特徴とする請求項10乃至請求項16のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0025】請求項18の発明は、『前記X線画像検出器として、平均階調Gが1.5～4.0であるスクリーン・フィルムシステムを用い、エッジ強調幅Eが9μm以上であることを特徴とする請求項10乃至請求項17のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0026】請求項19の発明は、『前記X線画像検出器として、画素サイズが1μm～200μmのデジタルX線画像検出器を用い、かつ前記エッジ強調幅Eが0.1μmより大きいことを特徴とする請求項10乃至請求項18のいずれか1項に記載のX線画像撮影装置。』である。

【0027】本発明は、図1に示すX線画像撮影装置1において、発散するX線を放射するX線管2の例であるクーリッジX線管から放射するX線を被写体3に透過させて、X線画像検出器4によりX線画像を得、X線拡大撮影を行う。X線は電磁波であるゆえに波の性質、すなわち可視光線と同様に、X線が屈折率の異なる物体、被写体3を透過すると、その界面で屈折を起こす性質をもっている。なお、拡大撮影とは、被写体3より拡大された画像をX線画像検出器4上に得る撮影である。この場合の拡大率は長さに対する拡大をいい、例えば、図1のような系においては拡大率（倍率）をとする。

【0028】図2で模式的に示すように、屈折率の異なる界面部分のX線画像検出器4上のX線透過画像では、X線の屈折によってX線強度が低下する部分と、そしてその屈折したX線が空間を直進してきたX線と重なりあってX線強度が上昇する部分とが生ずる。すなわち、こ

こで得られる陰画像では、屈折率の異なる界面を境にしてX線強度が低下する部分が白く抜け、X線強度が上昇する部分がより黒くなる結果、いわゆるエッジ強調画像が得られる。これはX線屈折コントラストと呼ばれる現象である。X線の波長は非常に短く、その屈折率は小さいので、従来的一般に行われているX線画像撮影では、このX線屈折コントラストは見過ごされる程度の弱いものであった。すなわち、従来のX線画像ではX線屈折コントラストは十分に活用されておらず、X線の吸収差による吸収コントラストのみのX線画像であった。

【0029】本発明においては、このX線屈折コントラストを課題解決の手段とするものである。すなわち、拡大撮影で半影による画像のボケが生じて、前記のようなエッジ強調を同時に生じせしめることによってこのボケを解消し、鮮鋭性のよい拡大X線撮影画像を得るものである。さらに具体的には本発明において次に述べる方法によって課題を解決した。

【0030】すなわち、例えばクーリッジX線管である発散するX線を放射するX線管2を用いて拡大撮影を行うとき、半影によるボケ幅B(μm)と、X線屈折コントラスト強調によるエッジ強調幅E(μm)とすると、 $9E \geq B \cdots (1式)$ である。

【0031】なお、ここでのX線拡大撮影の拡大率は、1.1～10倍であることが好ましい。ここで用いられるX線管2の焦点サイズは、10μm～1000μmが好ましい。また、X線管2のX線管電圧は50kVp～150kVpであることが好ましい。X線管2は対陰極にタングステンを含有することを好ましい。

【0032】ここでX線焦点とは、X線管2の例えば回転陽極に電子線が衝突して発生するX線を取り出す、被写体方向から見た窓のことをいう。この窓の大きさのことを焦点サイズといい、焦点が正方形である場合、その1辺の長さを、また焦点が正方形以外の長方形のときはその短辺の長さ、円であるときはその直径を焦点サイズとし、JIS Z 4704に定められているように測定することもできる。また、焦点の形がその他の場合にも、JIS Z 4704に定められているように、ピンホールカメラもしくはテストチャートを用いて測定することができる。

【0033】画像を形成するためのX線画像検出器4は、平均階調Gが1.5～4.0のスクリーン・フィルムシステムを用いることが好ましい。このときエッジ強調幅Eは、図3に示すように、9μm以上であることが好ましい。この範囲にすることにより、人間の視覚での診断の精度を向上させることができる。また、X線画像検出器4として、デジタルX線画像検出器を用いる場合には、画素サイズが1μm以上200μm以下であることが好ましく、このときのエッジ強調幅Eは0.1μmより大きいことが好ましい。この範囲にすることにより、診断の精度を向上させることができる。

【0034】本発明においては、とくに被写体3として人体もしくは人体から摘出された検体などが好ましい。以下さらに詳細を述べる。

【0035】まず、本発明で用いるX線源は、X線が放射状に発散するX線管を用いる。X線が放射状に発散するX線管は、被写体とX線画像検出器との距離を調整することにより、X線画像の拡大率を任意に設定することができる。本発明で用いるX線源は、具体的には熱電子が対陰極に衝突することによりX線が得られるクーリッジX線管であり、特に強いX線を得るには回転陽極を持つX線管が好ましい。そして、自己バイアスX線管やプラズマX線管等を用いることができる。

$$E = 3.9 \times R_2 (1 + 0.045/R_1) \times \lambda^2 \times \sqrt{A} \cdots (3式)$$

このときR1はX線源から被写体3までの距離(m)、R2は被写体3からX線画像検出器4までの距離(m)、 $\lambda$ はX線量の最大値の波長(A)、Aは被写体3の物体を円柱とした時の断面の円の直径(mm)である。この実験式は、以下のように求めた。

【0039】基準となる強度分布をまず下記の条件においてモデル的に光線追跡により求めた。

【0040】モデル：プラスチックファイバー直径1mm

空気との屈折率差： $3 \times 10^{-6}$  (プラスチックのCu特性X線1.5オングストロームに対する値)

配置：R1：無限大、R2=0.25得られたエッジ部分の強度分布を図3に示す。これに対してX線屈折コントラスト幅(エッジ強調幅)Eが、R2と屈折率差と物※

$$E = 2.7 \times (1 + R_2/R_1)^{1/3} \times (\lambda^2 \times R_2 \times \sqrt{A})^{2/3} \cdots (4式)$$

このときR1はX線源から被写体3までの距離(m)、R2は被写体3からX線画像検出器4までの距離(m)、 $\lambda$ はX線量の最大値の波長(A)、Aは被写体3の物体を円柱とした時の断面の円の直径(mm)である。

【0044】より一般的には、X線位相コントラストにより界面のエッジ強調幅は、図2に示すように、X線量低下最大値とX線量増加最大値の半値幅であり、この値は空气中に置かれた円柱状物体の場合、理論式 $E = 2.3 \times (1 + R_2/R_1)^{1/3} \times (R_2 \times \delta \times \sqrt{A})^{2/3}$ によって得ることができる。

【0045】このとき $\delta$ は物体と空気との屈折率差( $\delta > 0$ )である。

【0046】この理論式は、物体透過後の波面形状をWとしたとき、物体で屈折したX線に、より引き起こされる強度分布がWの2階微分 $W''$ を用いて $i = (1 + R_2/R_1) / (1 - R_2 \times W'')$ と表せられることより求めた。

【0047】 $\delta$ を $\lambda$ (A)の関数と表し、人体の組成物に対しては3式のように表すことができる。

【0048】以上の式は、何れもX線の屈折効果を考慮して得られたものである。

\*【0036】半影によるボケ幅B( $\mu m$ )は、図1に示すように、X線管焦点サイズD( $\mu m$ )、X線焦点から被写体3までの距離R1(m)、そして被写体3からX線画像検出器4まで距離R2(m)とすると、幾何光学的に一意的に決まる。すなわち、

$$B = D \times (R_2/R_1) \cdots (2式)$$

で算出することができる。

【0037】X線屈折コントラストによる界面のエッジ強調幅E( $\mu m$ )は、図2に示すように、X線量低下最大値とX線量増加最大値の半値幅であり、この値は、次の式によって得たものを使用することができる。

\*【0038】

※体の直径Aの平方根のそれぞれに比例し、またR1が有限のときのエッジ強調幅Eの増加量が $1/R_1$ に比例することを見出した。

【0041】ここで屈折率差はX線領域で波長( $\lambda$ )の2乗に比例する。したがって $E = a \times R_2 \times (1 + b/R_1) \times \lambda^2 \times \sqrt{A}$ という式が書ける。a、bは定数である。次に実用的な観点から計算機シミュレーションで求めた強度分布におけるエッジ強調幅Eから、 $a = 3.9$ 、 $b = 0.045$ となり、最終的に(3式)が得られた。

【0042】また、エッジ強調幅Eの値としては、次式により求めた値も使用することができる。

【0043】

【0049】また、(4式)求めた値の方が(3式)で求めた値よりも真のエッジ強調幅に近くより好ましい。

【0050】特表平11-50262号公報や科学雑誌"Nature, vol. 77, 2962(1996)"においては、X線の干渉によるX線画像のエッジ強調効果が論じられている。その議論においては、まず使用されるX線に高い横方向の空間干渉性があることが前提であり、エッジ強調効果はX線の干渉、すなわちフレネル回折コントラストの第1次近似によるX線の強度の低下と上昇によるものである。したがって、高い空間干渉性のX線を得るためにX線源の焦点サイズができるだけ小さく且つ点光源とみなせるように被写体からX線画像検出器までの距離を十分にとる必要があり、そしてコントラストが被写体とX線画像検出器との距離(R2)に対して直接的に変化するので、R2について一定以上の距離をとる必要があることが論じられている。

【0051】本発明においては、X線の屈折によるコントラスト強調現象を用いるものであるゆえに、X線の高い空間干渉性は特に必要でない。したがって焦点サイズについては、点光源あるいは点光源と見なせる程度のものであることは必須ではない。また、本発明において

は、X線源から被写体までの距離(R1)、そして被写体とX線画像検出器との距離(R2)は、X線画像の拡大率や他の因子から決定されるものである。さらに(3式)もしくは(4式)から求められるエッジ幅と幾何光学的に求められるボケ幅の関係の(2式)でR1とR2が決定される。このように本発明の課題の解決にX線の空間干渉性とはとくに必要とされず、被写体とX線画像検出器との距離(R2)のみで高コントラストが実現するものでもない。したがって本発明で得られる効果は、前記特許公報並びに科学雑誌で開示されている技術とは異なるものである。

【0052】また、鮮鋭性のよいX線画像を得るため、被写体からX線画像検出器を離すことによって散乱X線を除去する方法が、グレーデル効果として知られている。とくに拡大撮影を行う時はその距離が大きくなるので、グレーデル効果を利用している。一方、本発明に係るX線屈折コントラストは、この散乱X線とはとくに関係するものではないため、(3式)及び(4)を導く場合にはX線散乱の因子は組み込まれていない。すなわち、本発明は、従来知られている散乱X線を除去してX線画像の鮮鋭性を向上せしめるグレーデル効果とは異なるものである。

【0053】しかしながら、本発明においても散乱線が問題となる場合、例えば散乱線除去のためのX線グリッドを用いない場合には、被写体とX線画像検出器との距離を設定するとき、散乱X線の影響も考慮してよいことはいうまでもない。(2式)からX線管の焦点サイズが小さいほどボケ幅は小さいことになる。このときX線屈折コントラストはより強く観察される。しかし焦点サイズが小さいとX線源からのX線量が低下するために、被写体3やX線画像検出器4に制限が生ずる。一方焦点サイズが大きくなるとX線量は増大するが、半影によるボケ幅Bが大きくなってX線屈折コントラスト効果が得にくくなる。したがって、こうしたバランスから焦点サイズは少なくとも0.03mm~0.3mmが好ましい。本発明において、X線管の焦点からの距離R1は、0.15m以上そして被写体3とX線画像検出器4との距離R2は0.15m以上が好ましい。R1が0.15m以上であるとX線画像に幾何学的歪みがより小さくなる。また、R2が0.15m以上であると被写体による散乱X線を拾いにくく、散乱X線による画像の鮮鋭性をより高められる。

【0054】本発明においては、拡大撮影を行うためにX線画像検出器4に到達するX線が少なくなる。従って、X線のロスを伴う散乱X線除去のためのX線グリッドは用いないことが好ましい。また被写体3が厚い場合には、R1、R2とも0.5mより大きいことが好ましい。また、医療用に用いる場合、X線被曝という観点から、X線源から被写体までの距離R1は1m以上、X線源からX線画像検出器との間の距離R1+R2は1.5

m以上とすることが望ましい。X線画像撮影室の大きさやX線画像検出器4に届くX線量を考慮するとR1+R2が10m以内が好ましく、さらに、R1+R2は5m以内とすることがより好ましい。

【0055】(3式)及び(4式)において、被写体3の位置における検出物の直径AはX線撮影で描写したい目的によって決定すべき値である。非破壊検査等においては、0.1mm程度の幅のクラッキングを探索する必要がある、また医療用では、例えば胸部の初期肺がんの検出には1mm程度の大きさの腫瘍や石灰化陰影を描出することが望まれている。特に10mmより小さい構造物の検出に、本発明の拡大撮影は有用である。

【0056】このように(3式)及び(4式)中のAの値は、X線画像撮影の目的によって選択されるべき値であり、本発明ではAは0.1mm以上で10mm以下、さらには1mm以上で2mm以下を考慮したものである。

【0057】(3式)及び(4式)で示すようにエッジ強調幅Eは、使用するX線の波長に依存する。(3式)及び(4式)における波長 $\lambda$ (A)は、使用するX線管から発生する特性X線を除く連続スペクトルのX線量の最大値のX線波長である。例えばタングステンを回転陽極としてもつクーリッジX線管2においては $\lambda=0.4$ オングストロームとして計算する(図4)。

【0058】使用するX線管の管電圧によって、X線の線質、いわゆる被写体に対する透過のしやすさが異なる。管電圧が高いほど、発生する高いX線エネルギー成分が増加するので被写体をX線が透過しやすくなり、このため吸収によるX線画像コントラストは低下する。管電圧が低い場合、X線は透過しにくくなる。したがって使用目的によってX線管の管電圧を設定する必要がある。医用のX線画像診断や非破壊検査では、X線管電圧は50kVp~150kVpの範囲が使用される。

【0059】本発明の(1式)の領域は、これらX線エネルギー領域に適した領域である。ここで“kVp”とは放射されるX線のもっともエネルギーの高いX線成分を表すもので、一般にX線管から放射されるX線エネルギーの指標であり、撮影時にX線管電圧として設定される(図4)。

【0060】本発明における横型及び縦型のX線画像撮影装置を、図5及び図6に模式的に示す。X線画像撮影装置1で拡大撮影を行なうとき、被写体3の動きに起因するブレも拡大される。従って、こうしたブレをできるだけ少なくするために、被写体3を撮影時に固定するための被写体位置設定具20が必要である。被写体位置設定具20は機械的強度を持たすために、金属もしくは強化プラスチック樹脂からなる枠を備え、X線が透過する枠内はX線をできるだけ多く透過するプラスチック樹脂板を張り付けることが好ましい。その板の厚さは0.05mmから数mmが好ましい。被写体3である患者は、



この被写体位置設定具 20 に身体あるいは身体の一部を密着することにより、撮影時の動きを最小にすることが可能となる。

【0061】X線管 2 の焦点の位置から被写体位置設定具 20 までの距離 R1 及び被写体位置設定具 20 から X線画像検出器 4 までの距離 R2 は、本発明の範囲内で任意に設定することができる。この設定を正確に行なうために、X線管 2、被写体位置設定具 20 そして X線画像検出器 4 とを結ぶ、X線管 2 の焦点を起点とする距離の情報を具備した距離を刻印したレール 21 を設置することが好ましい。X線画像検出器 4 及び X線画像検出器用保持具 25 は、レール 21 に移動可能で、且つ一時的に固定可能に設置されている。

【0062】図 6 では X線管 2 が被写体 3 の上に設置されているが、この逆に X線管 2 を下にして X線画像検出器 4 を上に設置してもよい。この装置においては被写体 3 である患者を寝た状態で撮影することができるようにテーブル 22 を持つことが好ましい。このテーブル 22 に被写体位置設定具 20 が設けられている。さらに図 5 と同様に、X線管 2 と被写体 3 までの距離 R1 そして被写体 3 から X線画像検出器 4 までの距離 R2 を正確に設定するために、距離刻印のある支柱 23 を設置することが好ましい。X線画像検出器 4 及び X線画像検出器用保持具 25 は、支柱 23 に移動可能で、且つ一時的に固定可能に設置されている。

【0063】なお、被写体位置設定具 20 として、被写体を保持する側を示したが、保持しなくても本発明の X線画像を得るために必要な被写体位置を決めるものであればよく、被写体位置を指示する部材等でもよい。

【0064】X線画像検出器 4 としては現在種々のものが用いられている。例えばハロゲン化銀乳剤を塗布した写真感光材料と X線蛍光増感紙からなるスクリーン・フィルムシステムを用いることができる。写真感光材料

(フィルム) は乳剤層を支持体の片面あるいは両面に塗布したものをを用いることができる。高い解像度を必要とするときは片面フィルムが用いることが好ましく、拡大率が大きい時には高感度の両面塗布フィルムを用いることが好ましい。写真感光材料とともに用いる蛍光増感紙(スクリーン)については、X線照射によって青色発光するものあるいは緑色発光するものが使用できる。特に X線吸収率のよいテルビウムで賦活したカドミウムオキシサルファイド ( $Gd_2O_3:S:Tb$ 、以下 GOS とする) 蛍光体からなる蛍光スクリーンが好ましい。使用するスクリーン・フィルムシステムの平均階調 G は 1.5 ~ 4.0 が好ましい。また、エッジ強調効果により X線画像コントラストが上昇するために、スクリーン・フィルムシステムの平均階調 G は 2 から 3.8 がより好ましく、さらに「カブリ濃度 + 1.0」より低い領域においてラチチュードが広いシステムが好ましい。なお、平均階調 G とは特性曲線において「カブリ濃度 + 0.25」

の濃度となる点と「カブリ濃度 + 2.0」の濃度となる点の 2 点を結んだ直線の勾配をいう。カブリとは、露光を受けなかった部分を現像して得られた濃度である。

【0065】なお、ここでいう特性曲線とは、ハロゲン化銀写真感光材料を使用する場合に用いるものであり、例えば、「改訂 写真光学の基礎 一銀塩写真編一」

(日本写真学会編コロナ社 1998 年) に説明されているように、ハロゲン化銀の乳剤層を露光した後、現像等の処理を行ってできた写真像の黒化濃度(光学濃度) D を露光量 E ( $= I \times t$ 、I は露光強度、t は露光時間) の常用対数に対してプロットした  $D - \log E$  曲線のことである。

【0066】スクリーン・フィルムシステムの平均階調に影響する主因子は、フィルムの特性及びその現像処理の二つがあげられる。フィルムの場合は乳剤層を構成するハロゲン化銀粒子の組成また粒径分布、カブリ抑制剤などの添加剤、さらに乳剤層中のハロゲン化銀粒子の量により平均階調が決定される。本発明で使用されるハロゲン化銀写真感光材料については、例えば前述の「改訂 写真工学の基礎一銀塩写真編一」(日本写真学会編コロナ社 1998 年) に概説されている。また、現像処理については、現像処理温度を上げることやその処理時間を延ばすことで平均階調を上げることができるが、自動現像処理を行うときには原則的にはフィルムメーカー指定の現像処理条件で処理することが好ましい。

【0067】なお、エッジ強調幅 E よりスクリーン・フィルムシステムの画像分解能は大きくすることが必要である。また、スクリーン・フィルムシステムでの医用画像は、フィルム画像を通常裸眼で直接観察するので、エッジ強調幅が狭すぎると観察できなくなる。そこで、鋭意検討の結果、スクリーン・フィルムシステムを X線画像検出器として用いる際には、エッジ強調幅 E は  $9 \mu m$  以上であることが好ましいことが実験的にわかった。

【0068】デジタル X線画像検出器とは、X線画像をデジタル画像信号として得るものであり、例えば、輝尽性蛍光体を塗布したイメージングプレートを用いるコンピュータラジオグラフィ(CR)、X線照射を GOS や沃化セシウム蛍光体で受けて発生する光を、フォトダイオードを用いて電気信号に変換し TFT 等で読み取る、あるいは X線照射を a-Se で受けてそこで発生する電荷を直接に TFT で読み取る平面型 X線画像検出器(FPD)、また GOS 蛍光体等で X線照射で得られる X線像を可視光に変換して CCD や CMOS で読み取る検出器等がある。

【0069】これらのデジタル X線画像検出器を用いた撮影システムにおいては、2次元平面を分割して X線画像情報を読み取る。この読み取る最小面積の四角形の辺の長さ、あるいは円形の直径が画素サイズとよばれている。例えば、前述の CR においては輝尽発光を読み取る時のピッチに相当し、CCD や CMOS の最小読取



径、またFPDにおいてはシリコン光ダイオードの読み取り径やX線導電層での発生電荷を収集する最小画素サイズにあたる。

【0070】また、図7に示すように、デジタルX線画像検出器10を用いると、画像処理手段11によって画像処理し、この画像処理によって拡大・縮小や画像コントラストの調整が容易にでき、CRT画像表示装置12、画像プリンター13に出力し、あるいは画像記憶装置14に記憶し、例えば病院内LAN等へ送る。このようにデジタルX線画像検出器10を用いることで、本発明の拡大撮影後に実際の画像サイズに縮小して表示することができる。また、撮影時の拡大率以上に画像を拡大することも可能である。撮影時以上の拡大を考慮するとデジタルX線画像検出器10では読み取るエッジ強調幅Eは0.1 $\mu$ mより大きいことが好ましい。ここでデジタルX線画像検出器4においては読取最小画像サイズが使用目的やシステムの能力によって決められている。

【0071】本発明においては、X線像検出のために輝尽性蛍光体を用いるとき、画像信号の読み取りはレーザー露光スキャンで行われるのが一般的である。通常、その最小画素サイズは読み取りレーザースポット径と同等の大きさをとる。この径については1 $\mu$ mより大きいことが好ましいが、読み取り速度を高速とするために20 $\mu$ m以上とすることがより好ましい。また、読み取り画像自体の鮮鋭性を高めるために200 $\mu$ m以下とすることが好ましい。また、本発明に述べているほかのデジタルX線画像検出器についても同様である。

【0072】X線管としては、現在広く医療現場で使用されている、陽極である対陰極にタングステンを含有するものが好ましい。何故ならば、非破壊検査や人体のX線画像を得るために、もっとも好ましいX線エネルギー範囲をとることができるからである。X線の透過性のよい魚など小動物を被写体とするときは、例えば陽極が銅であるX線源が用いられる。

【0073】本発明においては、例えば胸部の5mm以下の初期肺がんの発見に寄与できる可能性がある。なぜならば、8倍の拡大撮影を行えば2mmの大きさの構造物が16mmに拡大されて描出されるからである。従来は、このような大きな拡大撮影を行うと半影によるボケによって、かえって判読が難しいが、本発明においては、鮮明に微細な構造物を描写できるので、判読が容易になる。

【0074】また、代謝性及びロイマチス性障害の早期発見のために、手指の末梢骨の拡大撮影が行われている。このとき、鮮鋭性を重視するためにX線蛍光増感紙（スクリーン）を用いないノンスクリーン撮影を行い、拡大プリントを行う方法が知られている。ノンスクリーン撮影を行なう場合、X線被曝量が多いことが課題である。

【0075】本発明においては、ノンスクリーン撮影よ

り低線量で、鮮鋭性のよい拡大撮影を実現することができる。今日の医療現場ではタングステンX線管の50～150kVpのX線が広く使用されている。そしてX線画像検出器に、スクリーン・フィルムシステムを適用すると、医療現場に容易に導入することができる。したがって、本発明はとくに医療領域への適用が有用である。

【0076】

【発明の実施の形態】〔実施例1〕X線源として、焦点サイズが40 $\mu$ mで対陰極がタングステン陽極である浜松ホトニクス（株）製のX線管L662202及び対陰極がタングステン陽極で焦点サイズが300 $\mu$ mの

（株）東芝製のX線管DRA-3535HDを用いて、京都科学社製の胸部ファントム画像の撮影を行った。このときのX線管電圧はいずれも120kVpであった。X線画像撮影装置の機器の配置は、図5に示す通りである。被写体位置設定具の枠は、幅2cmの塩化ビニル性で、約0.2mmの厚さの透明ポリエステルフィルムを枠内に貼り付けた。この被写体位置設定具に胸部ファントムを密着させて撮影を行なった。

【0077】X線画像検出器はスクリーン・フィルムシステムを用いた。フィルムはフィルム支持体の片面にヨウ臭化銀乳剤が塗布されているコニカ株式会社製医療用レントゲンフィルムSRIC、そしてフィルム支持体の両面にヨウ臭化銀乳剤が塗布されているコニカ株式会社製医療用レントゲンフィルムSRGを用いた。蛍光増感紙はコニカ株式会社製のSRO125バック用増感紙をSRICと組み合わせて用いた。

【0078】また両面フィルムSRGにはコニカ株式会社製の増感紙SRO250、あるいはSRO1000を用いた。SRO125とSRICの組み合わせは感度が最も低い、解像度が最も高いシステムである。そしてSRGと組み合わせる蛍光増感紙は算用数字が大きいほど感度が高くなる一方、解像度は低下する。なお、SRICの平均階調Gは2.6、SRGの平均階調Gは2.45であった。

【0079】X線像撮影後のフィルム現像処理は、コニカ株式会社製SRX502自動現像機で35℃の90秒処理で行った。現像処理後に約9000ルクスの明るさのシャウカステン（ライトボックス）にフィルムをかけて、裸眼で観察してエッジ強調が認められるかどうかの判定を行った。

【0080】すなわち、胸部肺野領域のフィルム面とほぼ平行に走行する円筒形の擬似血管像の周りが黒く縁取りがされているかどうかを判定した。3式中のAの値はこの擬似血管径を用いた。判定ランクは、非常に良く見えるとき5、良く見えるとき4、認識できるとき3、みえたとしても極めて弱いとき2、見えないときを1として評価した。その結果を表1に示す。なお、Eとして、（4式）を用いて求めた値を示す。

【0081】

【表1】

No.	増感紙/ フィルム	R1 (m)	R2 (m)	拡大 率	焦点サイ ズ	B ( $\mu$ m)	血管径 (mm)	E ( $\mu$ m)	9E ( $\mu$ m)	判定	mAs値
1	SRO250/SRG	0.5	3.5	8	40	280	2	46	416	5	7.2
2	SRO1000/SRG	0.5	3.5	8	40	280	2	46	416	4	1.8
3	SRO250/SRG	1	1	2	40	40	1.5	11	103	4	1.8
4	SRO125/SRG	0.5	0.5	2	40	40	1.5	7	65	3	1.8
5	SRO250/SRG	2	2	2	300	300	8	32	286	2	7.2
6	SRO250/SRG	1	1	2	300	300	1.5	11	103	1	1.8

なお、表中の血管径は拡大撮影していないときのX線撮影で測定したものである。試料のNo. 6は $9E \geq B$ を満たさないで、判定結果は最も低い値1となっている。また、試料No. 5は(4式)で求めたEの値は上記の通りであるが、(3式)で求めたEの値は36、9Eは324であり、 $9E \geq B$ を満たしている。

【0082】【実施例2】実施例1と同様に胸部ファントムX線像の撮影を行った。コニカ製の輝尽製蛍光体を用い、レーザースポットサイズ $87\mu\text{m}$ で画像信号を読み取り、コニカ製レーザーメジャリー7でコニカ製片面フィルム67LPにプリントし、自動現像機SRX502で現像処理を行った。撮影条件は $R1=R2=2\text{m}$ で拡大率2倍、焦点サイズ $40\mu\text{m}$ で、ボケ幅 $B=40\mu\text{m}$ 及び(4式)のAを血管直径1mmとするとエッジ強調幅 $E=16\mu\text{m}$ で $9E=144\mu\text{m}$ であり、 $9E \geq B$ であり、Eは $0.1\mu\text{m}$ より大きい。

【0083】撮影後に得られた画像を3倍拡大及び元のサイズに縮小した画像をプリントした。2枚のプリントとともに直径1mmの横走行の擬似血管の周りが黒く縁取られてエッジ強調が認められ、判定は3倍拡大画像が5、原寸表示が4であった。なおX線量は $7.8\text{mAs}$

【0084】【実施例3】京都科学製の頭部のファントムを用いて頭蓋骨X線像の撮影を行った。このときのX線管の設定管電圧は $70\text{kVp}$ であった。増感紙はSR\*

10\*O250を用い、フィルムはSRGを用いた。 $R1=R2=2\text{m}$ の拡大倍率2倍、焦点サイズ $40\mu\text{m}$ でボケ幅 $B=40\mu\text{m}$ 、3式のAの被写体幅1mmとするとエッジ強調幅 $E=16\mu\text{m}$ で $9E=144\mu\text{m}$ となり、 $9E \geq B$ である。また、 $E \geq 9\mu\text{m}$ も満足する。実施例1と同様の現像処理後にシャウカステン上で画像を裸眼で観察したとこと、骨部境界部分に明瞭に黒く縁取りをした境界線が見られた。評価は4であった。このときの $36\text{mAs}$ であった。

【0085】【実施例4】京都科学製の手ファントムを用いて手指骨X線像の撮影を行った。X線画像撮影装置の機器の配置は、図6の通りであった。テーブルの一部がくりぬけられて、この窓に厚さ約 $0.5\text{mm}$ の透明のポリエステル板を張り、この上に手ファントムを置いて撮影を行なった。

【0086】このときのX線管の設定管電圧は $50\text{kVp}$ であった。増感紙はコニカ株式会社製M100を用い、フィルムはコニカ株式会社製片面乳剤フィルムCMHを用いた。このシステムの平均階調は3.2であった。実施例1と同様の現像処理後にシャウカステン上で1mm幅(4式のAの値)の骨梁を裸眼で観察し、その評価結果を表2に示す。

【0087】

【表2】

No.	R1 (m)	R2 (m)	拡大率	B ( $\mu$ m)	骨梁 (mm)	E ( $\mu$ m)	9E ( $\mu$ m)	判定	mAs値
7	0.25	0.25	2	40	1	4	36	1	1.2
8	0.5	0.5	2	40	1	8	57	2	6
9	1	1	2	40	1	16	90	3	24
10	2	2	2	40	1	16	144	4	108

No. 9, 10は「認識できる」(3)及び「良く見える」(4)の判定である。No. 7は $9E \geq B$ を満足しておらず判定は「見えない」の(1)、No. 8については、 $9E \geq B$ を満足しているが $E \geq 9\mu\text{m}$ を満足しておらず判定は「極めて弱い」の(2)となっている。

【0088】

【発明の効果】前記したように、本発明のX線画像撮影方法及びX線画像撮影装置では、発散するX線を放射するX線管を用いて拡大撮影を行うときに、半影によるボケとエッジ強調の関係を最適化することにより鮮鋭性の

優れる拡大撮影画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】X線画像撮影装置を示す図である。

【図2】X線画像撮影のエッジ強調を示す図である。

【図3】エッジ部分の強度分布を示す図である。

【図4】X線管から放射されるX線エネルギーの指標を示す図である。

【図5】横型のX線画像撮影装置を模式的に示す図である。

【図6】縦型のX線画像撮影装置を模式的に示す図であ

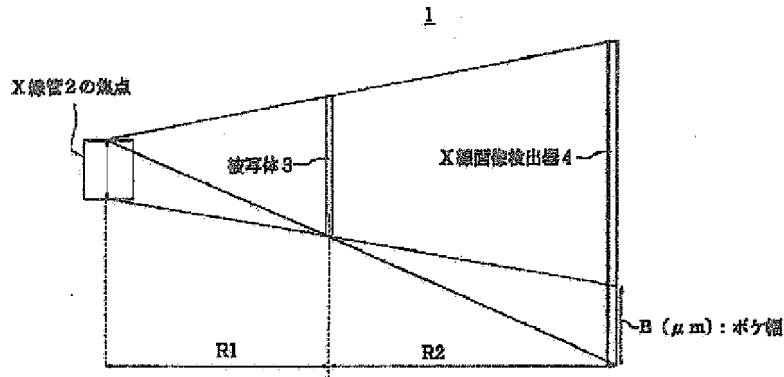
る。

【図7】デジタルX線画像検出器を用いたX線画像の出力システムを示す図である。

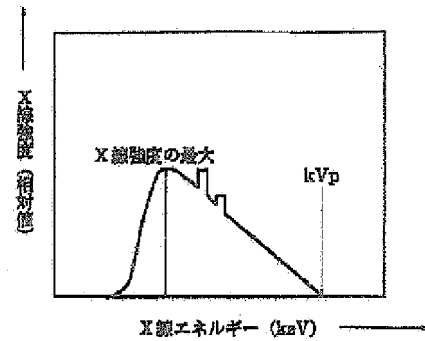
【符号の説明】

- \* 1 X線画像撮影装置
- 2 X線管
- 3 被写体
- \* 4 X線画像検出器

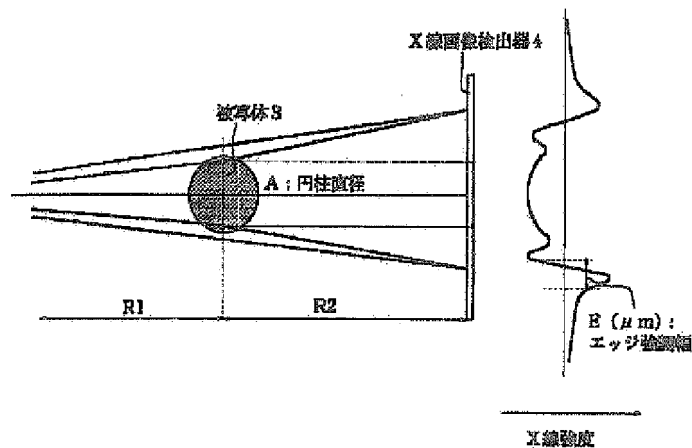
【図1】



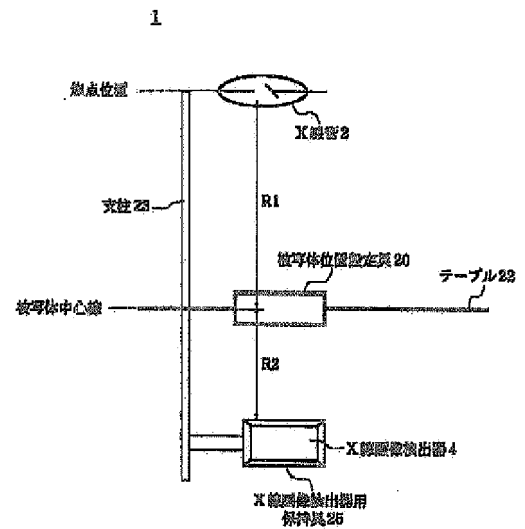
【図4】



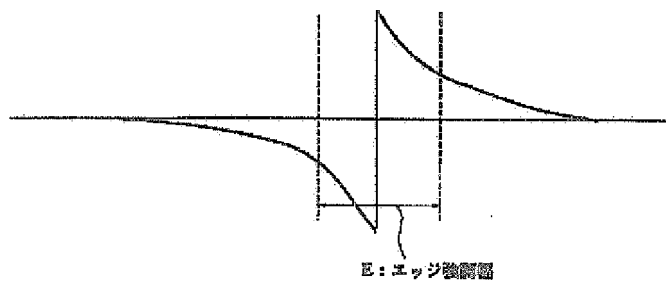
【図2】



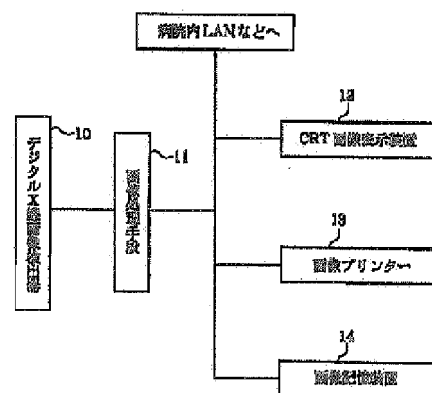
【図6】



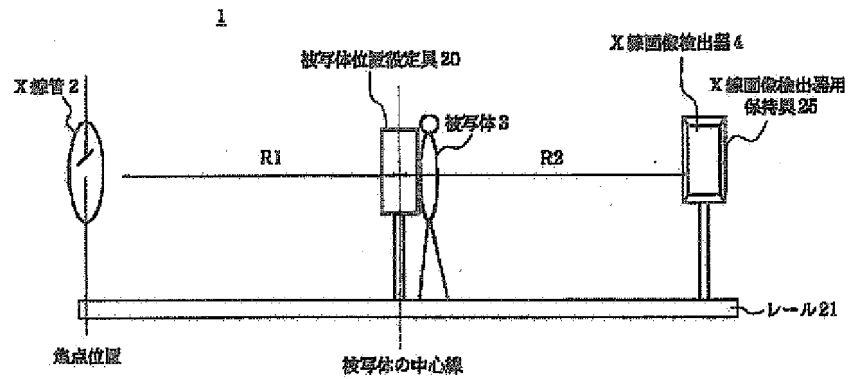
【図3】



【図7】



【図5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G001 AA01 BA11 BA18 CA01 DA01  
 GA01 GA09 GA13 HA12 HA13  
 JA02 KA03 LA01  
 4C093 AA01 CA08 EA02 EB04 EB28  
 EB30